

第2章

時系列の因果性解析

2. 1 因果性解析の意義

本論文では多次元信号の因果性解析手法の開発と評価について述べており、因果性解析の主な応用分野として生体信号解析を考えている。特に、脳波解析に適用可能な手法の開発を目的としている。

現在、脳機能を解明するにあたり、様々な方法がとられている。その一手法として脳波解析が挙げられる。臨床現場では、すでに頭皮上で観測される脳波から脳の活動状態や異常箇所が発見がある程度可能になっている。しかし、脳波の発生メカニズムや脳内情報の伝達システムというようなものはまだ明らかにされていない部分が多い。これを解明する手段として、多次元時系列間において、一方が原因で他方が結果であるというような「因果性」を調べる方法がある。頭皮上の複数箇所に配置された電極から記録される脳波の相関関係を情報の流れる方向まで含めて定量化することにより、それぞれの観測点の間の因果性を解明していく。

これにより、脳内の個々の異常箇所を発見できるだけでなく、脳内における情報の伝達障害などの病状診断に応用できる可能性があると考えられる。

2. 2 各種の因果性解析手法

互いに相関をもつ複数の時系列を観測した場合に、そこに含まれる物理的に有意な統計量を測る方法として、相互相関関数、相互スペクトル、コヒーレンスなどを用いる方法（以上、線形解析法）、また、相対エントロピーや相互情報量、尤度比などを用いる方法（以上、非線形解析法）が挙げられる。

その他にも、赤池らが示した相対パワー寄与分析法^{[1][2]}、神竹らによって提案された有向コヒーレンス解析法^{[3][4]}や有向情報量解析法^{[6]~[7]}、小倉らによって提案されたイノベーションに基づく解析法^[8]などがある。

第2章

時系列の因果性解析

2. 1 因果性解析の意義

本論文では多次元信号の因果性解析手法の開発と評価について述べており、因果性解析の主な応用分野として生体信号解析を考えている。特に、脳波解析に適用可能な手法の開発を目的としている。

現在、脳機能を解明するにあたり、様々な方法がとられている。その一手法として脳波解析が挙げられる。臨床現場では、すでに頭皮上で観測される脳波から脳の活動状態や異常箇所が発見がある程度可能になっている。しかし、脳波の発生メカニズムや脳内情報の伝達システムというようなものはまだ明らかにされていない部分が多い。これを解明する手段として、多次元時系列間において、一方が原因で他方が結果であるというような「因果性」を調べる方法がある。頭皮上の複数箇所に配置された電極から記録される脳波の相関関係を情報の流れる方向まで含めて定量化することにより、それぞれの観測点の間の因果性を解明していく。

これにより、脳内の個々の異常箇所を発見できるだけでなく、脳内における情報の伝達障害などの病状診断に応用できる可能性があると考えられる。

2. 2 各種の因果性解析手法

互いに相関をもつ複数の時系列を観測した場合に、そこに含まれる物理的に有意な統計量を測る方法として、相互相関関数、相互スペクトル、コヒーレンスなどを用いる方法（以上、線形解析法）、また、相対エントロピーや相互情報量、尤度比などを用いる方法（以上、非線形解析法）が挙げられる。

その他にも、赤池らが示した相対パワー寄与分析法^{[1][2]}、神竹らによって提案された有向コヒーレンス解析法^{[3][4]}や有向情報量解析法^{[6]~[7]}、小倉らによって提案されたイノベーションに基づく解析法^[8]などがある。

次に、本論文に深く関係する主な因果性解析手法について紹介する。

2. 2. 1 相互相関関数による解析^[9]

計算方法が簡単で、古くから用いられてきた方法に、相互相関関数を用いた因果性解析手法がある。時系列 $X = (x_1, x_2, \dots), Y = (y_1, y_2, \dots)$ について、式に示す相互相関関数を考える。ただし、 X, Y はともに平均が 0 であるとし、 σ_x, σ_y はそれぞれ X, Y の標準偏差を表すものとする。

$$R(\tau) = \frac{1}{N\sigma_x\sigma_y} \sum_k x_k y_{k+\tau} \quad (2.1)$$

相互相関関数は時間差 τ の関数である。式(2.1)の場合、時間差 τ にて相関があるならば、因果性という観点から考えて、時刻 k の X から時刻 $k+\tau$ の Y へなんらかの情報が伝搬しているものとみなすことができる。

2. 2. 2 有向コヒーレンスによる解析

従来のコヒーレンス解析法は、2つの時系列間の相関関係を周波数成分ごとに解析する手法であり、一般に時系列 x と y の間のコヒーレンスは

$$\gamma(f) = \frac{P_{xy}(f)}{\sqrt{P_x(f) \cdot P_y(f)}} \quad (2.2)$$

で定義される。ここで、 $P_x(f)$ と $P_y(f)$ はそれぞれ時系列 x および y のパワースペクトル、 $P_{xy}(f)$ は時系列 x と y の間のクロススペクトルである。コヒーレンスはすべての周波数 f において

$$0 \leq |\gamma(f)|^2 \leq 1 \quad (2.3)$$

を満たす。 $|\gamma(f)|^2$ がある特定の周波数 f で 0 になれば、時系列 x と y はその周波数で無相関であると解釈され、またすべての周波数で $|\gamma(f)|^2 = 1$ ならば、時系列 x と y には完全な相関があると解釈される。したがって、コヒーレンスを用いることで各部位間のリズムの共通性を調べることが可能となる。つまりある1点が信号源であり、別の1点が到達点であるというような、情報の流れが1方向に決まっている場合においては、コヒーレンス γ の振幅が相関の強さを示し、 γ の位相から2点間の情報の伝達時間がわかる。

しかし、脳波のように情報の流れを1方向に特定することができない場合、コヒーレンスでは不十分である。このような場合に対処する方法として、有向コヒーレンスの概念が神竹、斎藤らによって提案された^[4]。これは、図 2.1 に示すような線形の信号生成モデルを考える。なお、脳波を線形システムやARモデルで表すこと自体は、以前から数多くの研究報告がなされており、その妥当性が示されている。^{[9][10][11]}

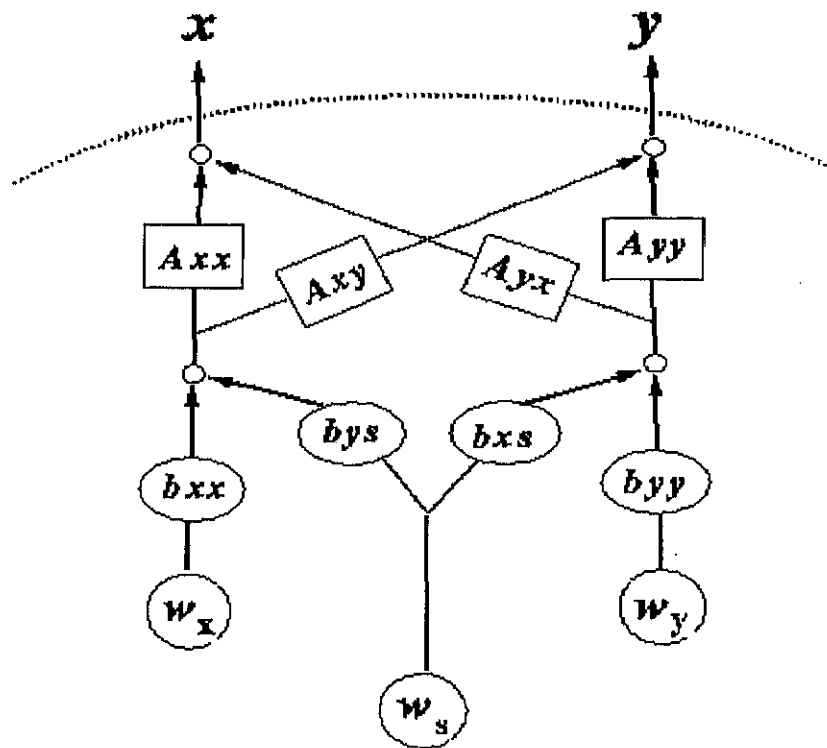


図 2.1 : 2 系列の信号生成モデル

図 2.1 で時系列 x と y がそれぞれ主として、互いに独立な信号源 w_x および w_y により駆動され、同時に互いに他の信号源の影響も受けるものとする。 A_{xx} 、 A_{yy} は自身の信号源からの伝達関数で、 A_{xy} 、 A_{yx} は他の信号源からの伝達関数を表す。また、 b_{xx} 、 b_{yy} などは重み係数を示す。さらに、 x 、 y は w_x 、 w_y の双方に無相関な信号源 w_s の影響も受けるものとし、 b_{ys} 、 b_{xs} は信号源 w_s からの経路の重み係数を示す。これを定式化すると次のように表される。

$$\begin{pmatrix} x(n) \\ y(n) \end{pmatrix} = \sum_{m=1}^M \begin{pmatrix} \alpha_{11}^m & \alpha_{12}^m \\ \alpha_{21}^m & \alpha_{22}^m \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x(n-m) \\ y(n-m) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} b_{xx} & 0 & b_{xs} \\ 0 & b_{yy} & b_{ys} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} w_x(n) \\ w_y(n) \\ w_s(n) \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

このとき、 w_x と y では信号伝搬方向が w_x から y と決まっており、 w_x が主として x の信号源である点を考慮して w_x と y のコヒーレンス

$$\gamma_{yx}(f) = \frac{P_{yw_x}(f)}{\sqrt{P_{w_x}(f) \cdot P_y(f)}} \quad (2.5)$$

を求めると、これは x から y への情報の流れの程度を表していると思なせる。これを有向コヒーレンスと称する^[4]。同様に、 y から x への有向コヒーレンスが次のように定義される。

$$\gamma_{xy}(f) = \frac{P_{xw_y}(f)}{\sqrt{P_{w_y}(f) \cdot P_x(f)}} \quad (2.6)$$

2. 2. 3 有向情報量による解析

有向情報量

一般に、測定対象から同時に複数個の時系列が観測された場合、その間には何らかの相関がある。この相関関係の因果性に注目し、これを有向情報量という形で記述する^{[6]~[7]}。

情報量とは^[12]

情報とは、状況の知らせのことであり、対象の状態が明確であればあるほど、我々はより多くの情報を持っているものと考えてよい。ある事柄についての情報量は、その事柄の生起確率に依存するものである。生起確率が小さいほど、その事柄が生起したときに我々の受け取る情報量は大きくなり、また生起確率が大なるほど、その事柄が生起したことを知った時に我々が受け取る情報量は小さくなる。

有向情報量の定義

ここで、2系列間の有向情報量を定義する。
長さ $P+M+1$ の2つの時系列

$$\begin{aligned} X &= x_{k-P} \cdots x_{k-1} x_k x_{k+1} \cdots x_{k+M} \\ Y &= y_{k-P} \cdots y_{k-1} y_k y_{k+1} \cdots y_{k+M} \end{aligned} \quad (2.7)$$

を考える。簡略化のため、次のような略記号を使用する。すなわち、 k 時点を基準にして、時系列 X と Y における過去の部分を表すために、

$$\begin{aligned} X^P &= x_{k-P} \cdots x_{k-1} \\ Y^P &= y_{k-P} \cdots y_{k-1} \end{aligned} \quad (2.8)$$

また、未来の部分を表すために、

$$\begin{aligned} X^M &= x_{k+1} \cdots x_{k+M} \\ Y^M &= y_{k+1} \cdots y_{k+M} \end{aligned} \quad (2.9)$$

とすると、時系列 X , Y はそれぞれ次のように表現できる。

$$\begin{aligned} X &= X^P x_k X^M \\ Y &= Y^P y_k Y^M \end{aligned} \quad (2.10)$$

一般に、Shannon の相互情報量 $I(x_i; y_j)$ は、

$$I(x_i; y_j) = I(y_j; x_i) \quad (2.11)$$

すなわち x_i と y_j に関して対称であり、それ自体は向きを持たない。しかし x_i が y_j よりも時間的に先に生起したものであれば、この時間的な関係によって、 $I(x_i; y_j)$ は x_i から y_j への向きを持つ情報量と見なすことができる。こうして向きをつけられた情報量を有向情報量と呼ぶ。方向性を明確にするため、矢印を用いて $I(x_i; y_j)$ を $I(x_i \rightarrow y_j)$ と記述する。これにより、2 系列間の相互情報量 $I(X; Y)$ は次のように分解される。

$$I(X; Y) = \sum_k I_k(X; Y) \quad (2.12)$$

ただし、

$$I_k(X; Y) = I(x_k \rightarrow Y^M \mid X^P Y^P y_k) + I(y_k \rightarrow X^M \mid X^P Y^P x_k) + I(x_k; y_k \mid X^P Y^P) \quad (2.13)$$

$I_k(X; Y)$ は時刻 k における X, Y の相互情報量である。式(2.13)の右辺は次のような解釈ができる。第1項は、時系列 X の時刻 k より過去の信号 X^P 、時系列 Y の時刻 k より過去の信号 Y^P 、 Y_k には含まれていないが、 X の時刻 k における信号 X_k と Y の時刻 k より未来の信号 Y^M が共有している情報量を表している。第2項は、 X と Y が逆の立場において同様。第3項は、 X と Y のそれぞれにおいてその時刻 k より過去の信号には含まれていないが X_k と Y_k が共有している情報量を表している。

なお、式(2.13)の右辺第1項はさらに詳しく

$$\sum_{m=1}^M I(x_k \rightarrow y_{k+m} \mid X^P Y^P y_k) \quad (2.14)$$

と定義することができる。

これは時刻 k に X で初めて発生した情報が時間 m 遅れて Y へ伝搬したものを表している (図 2.2)。

2 系列間の有向情報量の計算法

有向情報量を用いた時系列解析法はエントロピー解析と呼ばれているが、それは式(2.15)を計算することに他ならない。

これは便宜上、有向情報量と呼ばれているが、その実体は条件付き相互情報量である。

$$I(x_k \rightarrow y_{k+m} | X^P Y^P y_k) = I(x_k; y_{k+m} | X^P Y^P y_k) \quad (2.15)$$

相互情報量はエントロピーの加減算によって表すことができるので、次の式が成り立つ。これは図 2.3 の斜線部分を求めていることになる。

$$\begin{aligned} & I(x_k \rightarrow y_{k+m} | X^P Y^P y_k) \\ &= I(x_k; y_{k+m} | X^P Y^P y_k) \\ &= H(X^P Y^P x_k y_k) + H(X^P Y^P y_k y_{k+m}) \\ & \quad - H(X^P Y^P y_k) - H(X^P Y^P x_k y_k y_{k+m}) \end{aligned} \quad (2.16)$$

ただし、 $H(A)$ は変数 A のエントロピーを表す。

ここで、情報理論においてよく知られている次の定理を用いる。

[定理 1] ガウス型の結合確率密度 $p(z_1 \cdots z_n)$ をもつ n 個の確率変数を考えるとき、 $z_1 \cdots z_n$ の結合エントロピー $H(z_1 \cdots z_n)$ の共分散行列 $R(z_1 \cdots z_n)$ を用いて次のように表せる。

$$H(z_1 \cdots z_n) = \frac{1}{2} \log \{ (2\pi e)^n |R(z_1 \cdots z_n)| \} \quad (2.17)$$

ただし、 $| \cdot |$ は行列式、 e は自然対数の底である。

この定理により、解析する系列がガウス性であると仮定できるとき、式(2.18)のように有向情報量の計算を簡略化することができる。

$$I(x_k \rightarrow y_{k+m} | X^P Y^P y_k) = \frac{1}{2} \log \frac{|R(X^P Y^P x_k y_k)| \cdot |R(X^P Y^P y_k y_{k+m})|}{|R(X^P Y^P y_k)| \cdot |R(X^P Y^P x_k y_k y_{k+m})|} \quad (2.18)$$

ここで式(2.18)中の共分散行列 $R(z_1 \cdots z_n)$ は具体的には次のように求めている。

$$R(z_1 \cdots z_n) = \begin{pmatrix} \overline{z_1 z_1} & \cdots & \overline{z_1 z_n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \overline{z_n z_1} & \cdots & \overline{z_n z_n} \end{pmatrix} \quad (2.19)$$

ただし、 $\overline{z_i}$ の上付バーは、平均値を除いた信号値を計算に用いていることを意味する。

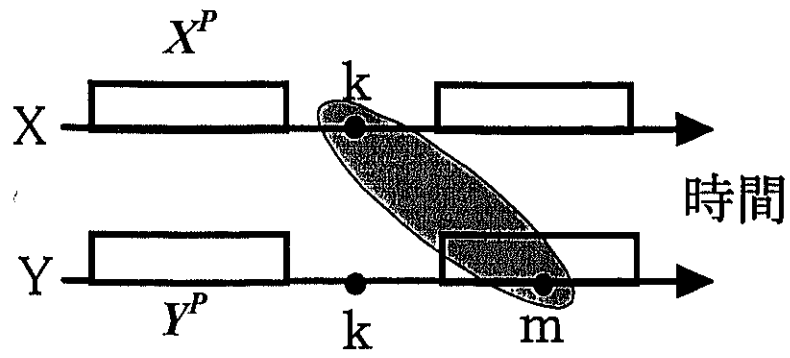


図 2.2 : 有向情報量概念図

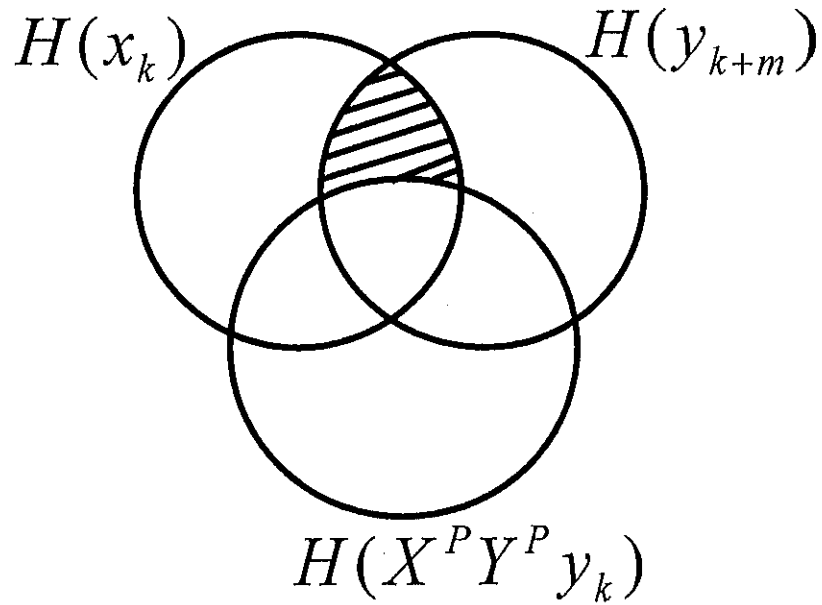


図 2.3 : 有向情報量とエントロピーの関係

2. 3 脳波解析への応用^{[13]~[16]}

2. 3. 1 脳波の計測

人の頭皮上から脳の電気現象が記録できることを初めて報告したのはドイツ・イェナ大学のハンス・ベルガー (Hans Berger) で、1929年のことである。ベルガーは脳において自発的に現れる電位変動を脳波と名付けた。

脳波は比較的周期性のある低振幅の波で、脳を構成している神経要素の活動の総和を示している。したがって、脳波を対象として周波数分析、振幅の測定など各種の計測が行われている。

脳波の記録は頭皮上に電極を装着して、大脳皮質より発生する電位変化を脳波計で増幅して行われる。脳波用の電極としては、針電極、皿電極、螺旋電極の3種類が通常用いられているが、被験者の苦痛を軽減し、なおかつ雑音や歪みの少ない脳波の導出には銀-塩化銀を用いた皿電極が最も適しているとして、多く用いられている。

針電極はステンレススチールやプラチナ合金で作られている。しかし、この針電極はインピーダンス特性として高域特性は良いが、低域が減弱することから、ことに徐波成分を問題とするときには好ましくない。また、針電極は取り付けが簡単であるが、被験者に苦痛を与えることが欠点である。

皿電極はコロジオンを塗布することにより長時間の記録ができ、終夜脳波の記録などに用いられている。頭皮上に皿電極を装着するためには毛髪をかき分けて接着する必要がある。さらに、各電極毎のインピーダンスのばらつきを小さくする必要があるので、電極装着後に電極インピーダンスをチェックしなければならない。

頭皮上の電極配置には国際 10-20 電極配置法が多く使われている。活性電極は 19 個で、基準電極には両耳が用いられる。この配置法は鼻根(N)と後頭結節(I)を結ぶ線と、両耳孔前部(A₁,A₂)を結ぶ線を 10-20-20-20-20-10%に分割する。N と A と I を結ぶ左右の半周距離を同様に 10-20-20-20-20-10%に分割する。そして、図 2.4,2.5 のように電極が配置される。図 2.4 は頭頂を中心として見た図であり、上部の三角形が鼻である。この他にもギブス法、エアード法などの電極配置法がある。

脳波の導出方法には主に2種類ある。1つは単極導出法と呼ばれ、これは基準電極にゼロ電位を選び、他の電極を活性電極として差動増幅器と接続する方法である。基準電極として通常は耳が用いられる。しかし、ゼロ電位になる部位は無いので、耳近傍の電位の小さいところを使用している。また、耳を基準とするのではなく、全電極の平均を基準にする方法もある。もう1つの方法として双極導出法がある。これは2つの電極を差動増幅器と接続する方法である。お互いの位相差により逆相は互いに加算され、同相は減算される。

本論文での脳波は、すべて単極導出により計測された。

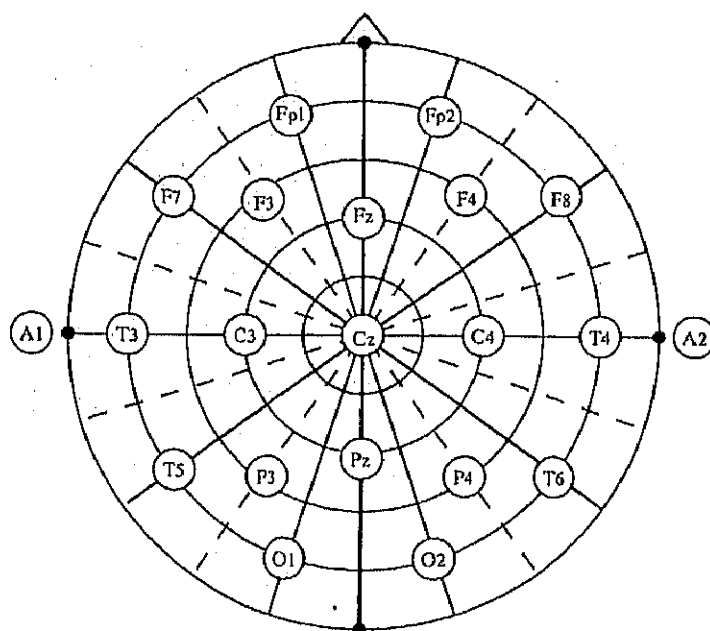


図 2.4 : 国際 10-20 電極配置 (上面より)

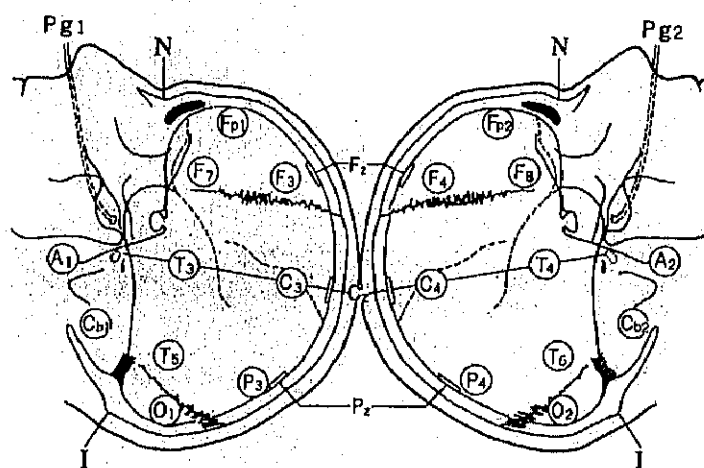


図 2.5 : 国際 10-20 電極配置 (側面より)

2. 3. 2 脳波波形の種類

脳波を記録するためには、周波数、振幅、波形、位相などいくつかの事項を記載することが必要であるが、そのうち臨床脳波学上もっとも重要なのは周波数である。周波数による脳波の分類は研究者により多少の相違があるが、普通は以下のように6種類に分類されることが多い。また、速波を β 波として一括すると4つの周波数帯となる(図2.6)。

徐波 (slow wave)

δ 波 (delta wave) 0.5~3Hz

θ 波 (theta wave) 4~7Hz

α 波 (alpha wave) 8~13Hz

速波 (fast wave) (あるいは β 波, 14Hz以上)

中間速波 (intermediate fast wave) 14~17Hz

β 波 (beta wave) 18~30Hz

γ 波 (gamma wave) 30Hz以上

一過性現象 (transient)

棘波 (spike) : 持続 1/50~1/14 秒で、尖鋭な波形をもち背景活動から区別される波。

鋭波 (sharp wave) : 持続 1/14 以上~1/5 秒で尖鋭な波形をもち、背景活動から区別される波。

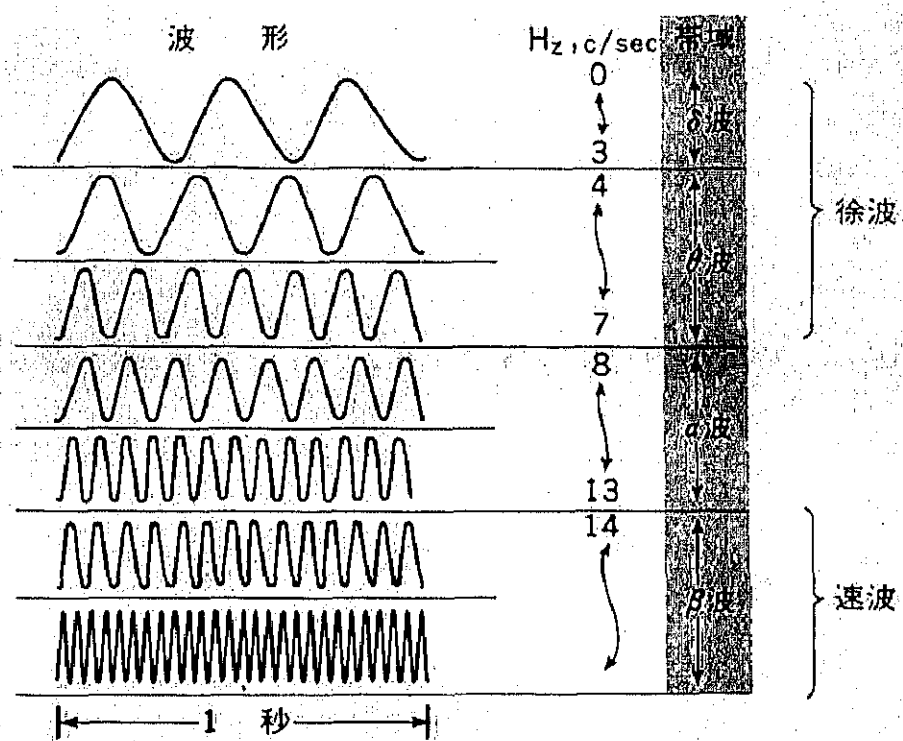


図 2.6 : 脳波の周波数帯による分類

α波(alpha wave)

α波は、脳波の速い遅いを定める基準となる波で、10Hz 前後すなわち 8~13Hz の周波数を持ち、正常成人の頭頂、後頭部に最も著名にみられる (図 2.7)。これは、ヒトの脳波を初めて正確に記録した Berger,H.(1929)が最初に発見した要素なのでα波と名付けられた。

正常成人が覚醒閉眼時に示すα律動は、目を開いたり精神活動を行ったりすると減衰するのが特徴である。たとえば同じ 10Hz 前後の周波数帯をもつ波でも、頭蓋上における分布が著しく異なるもの、開眼その他の刺激によって影響を受けない波、たとえばある種の麻酔の際出現する波はα律動と呼ばず、周波数、振幅、出現部位を記録して、α波とは一応区別するのが普通である。

α波の振幅はおおよそ 30~50 μV である。成人では後頭・頭頂部で振幅が高く、律動性のよいα波がみられる。これを後頭優位という。また、正常小児では左右対称部位の脳波に多少の振幅差、位相差を示すところが多い。成人になると、これらの左右差が少なくなり、似たパターンを示す。しかし、後頭・頭頂部位ではなお振幅差を示す人もいる。しかし、その差が50%を越えるときは以上とみなす。周期が左右で甚だしく異なるときも異常とみなす。

徐波 (Slow wave)

徐波とは、α波よりも周波数が遅い波という意味で、最も遅いδ波と、中間徐波であるθ波とに分けられる (図 2.8)。両者とも覚醒状態にある正常成人の閉眼安静時脳波にはほとんど出現しない。徐波は、生理的には、幼少時の脳波、睡眠時の脳波などに見られる。病的状態としては、てんかん、脳腫瘍、脳の血管障害など種々の器質脳疾患、意識障害、低酸素状態、低血糖など種々の脳の機能障害の際に出現する。

徐波のうち、δ波は波形が三角形に見えるのでデルタ波と名付けられた。θ波は、Walter,W.G.によって命名されたもので、Walter が視床 (thalamus) 付近から出現すると考えたので th をとって theta 波と名付けたと言われ、上記のような幼少時の脳波や睡眠時脳波に見られるだけでなく、計算など精神作業を負荷した場合 (Fm θ)、神経症などで情動的に不安定状態にある場合などにも出現する。

速波 (Fast wave)

速波は、α波よりも周波数が速い波を総括したもので、Berger は最初にこれを一括してβ波と名付けた (図 2.9)。現在では、中間速波 (14~17Hz)、β波 (18~30Hz)、γ波 (30Hz 以上) の3つの周波数帯に分けられているが、14~20Hz と 20Hz 以上の2つに分ける方法もある。速波は徐波と異なり正常脳波にもα波とともに出現するが、振幅が小さいのが普通であり (10~20 μV)、振幅が異常に大きい場合 (たとえば 50~100 μV 以上) には異常とみなされる。ある程度顕著な速波が一部位に局在して出現するときや、顕著な左右差があるときにも異常と考えられる。

速波は正常成人の覚醒時に見られるほか、入眠時やある種の投薬時にも見られ、病的な場合としては、精神遅滞、頭部外傷、脳手術後、ある種の神経疾患の場合などに見られる。

棘波(Spike)と鋭波(Sharp wave)

α 波、徐波、速波は、波形がおおよそ正弦波形であるから、主に周波数によって分類されている。しかし波形が正弦波形でない波の場合には、周波数(持続)だけではその波を記載することができず、波形を考慮しなければならない。棘波と鋭波とは、波形が脳波記録の他の部分に比べてきわだって尖鋭であるという特徴によって分類されたものである(図 2.10)。便宜上持続が 1/50 秒~1/14 秒以下の波を棘波、1/14 秒以上~1/5 秒も波を鋭波と呼ぶ。

棘波や鋭波のように、背景活動からきわだって、非連続性、一過性に出現する波を一過性現象といい、他の背景活動を形成する波や律動から区別する。

棘・徐波複合(Spike-and-slow-wave complex)

棘波あるいは鋭波が一つ続いて複合を形成したものをそれぞれ棘・徐波複合および鋭・徐波複合と呼ぶ(図 2.11)。一般に、複合とは、2つあるいはそれ以上の波の連続で、背景活動から明瞭に区別され、特徴的な波形をもつか、かなり恒常的な波形で反復出現するものを言う。

三相性波(Triphasic wave)

三相性の振幅の大きい鋭波を言い、徐波を主体にした背景波の中に孤立性に、または規則的に出現する(図 2.12)。脳の代謝異常による意識障害の時に出現する。

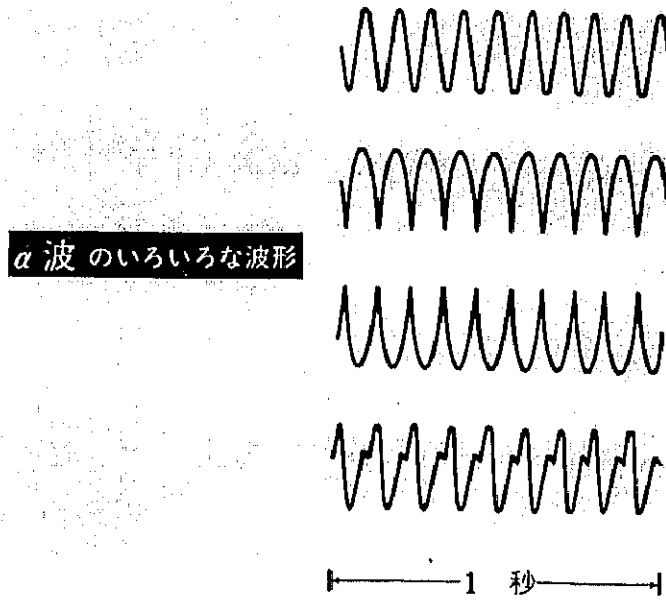


図 2.7: α波

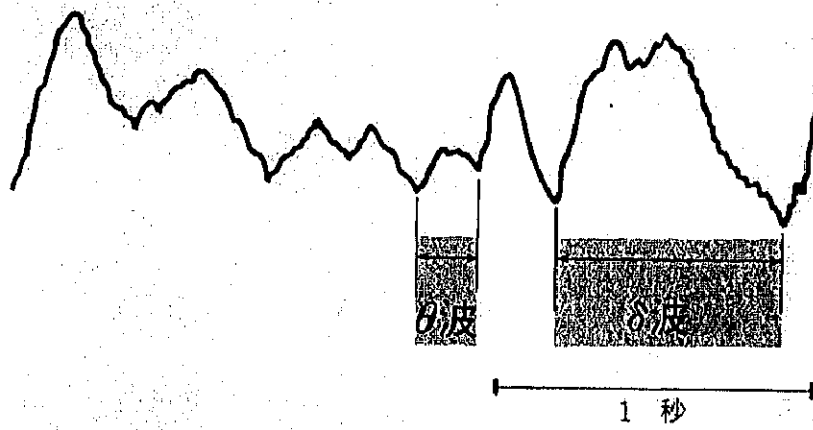


図 2.8: 徐波

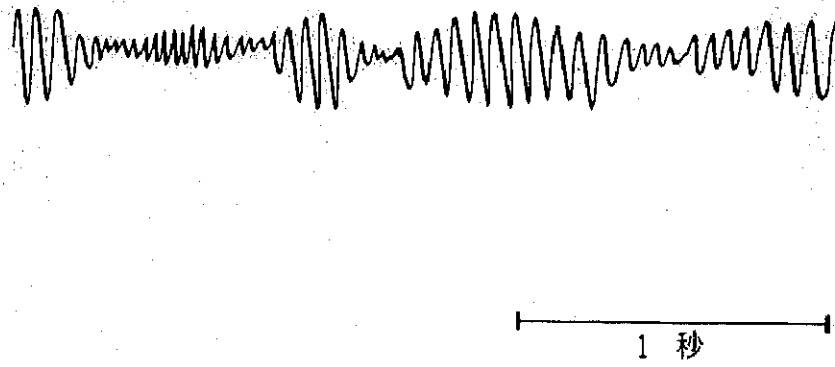


図 2.9 : 速波

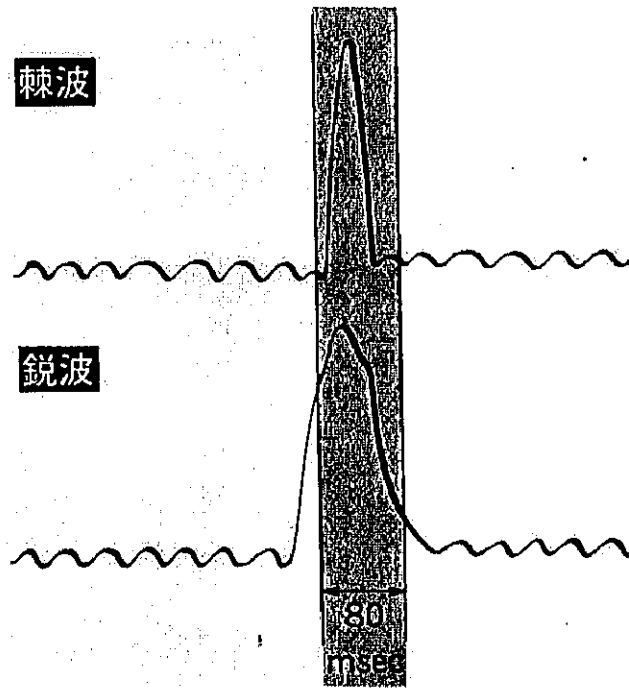


図 2.10 : 棘波と鋭波

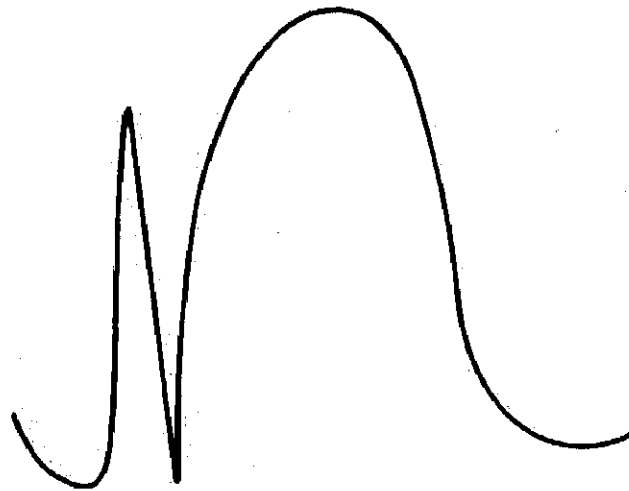


図 2.11 : 棘・徐波複合

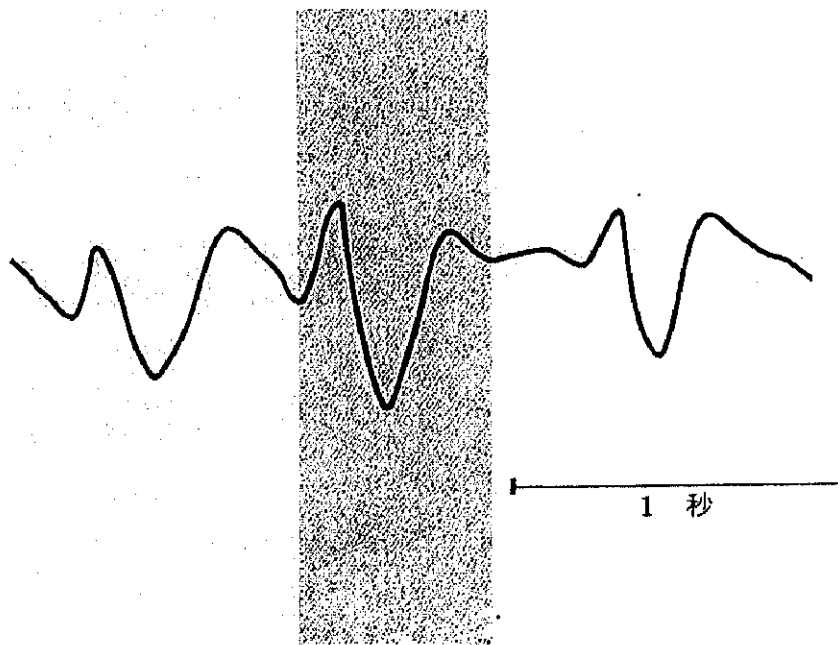


図 2.12 : 三相性波

2. 3. 3 正常脳波と異常脳波

正常成人の脳波は、徐波をほとんど含まず、主に α 波と速波とから成り立っている。以下に、これらの波について、正常脳波の特性を述べる。

α 波の周波数は8~13Hzと規定されているが、成人の場合にはふつう10Hz前後で、8Hz前後のときにはなんらかの脳機能障害の存在を予想する。12~13Hzの α 波を示す者は、正常者のうちにもかなりあるが、10~11Hzの α 波に比べると、その出現頻度ははるかに低い。また同一人で α 帯域のなかに9~10Hzと11~12Hzなど2つの周波数帯域の頂点を示すこともある。 α 波の周波数は記録部位によって多少異なり、一般に前頭部の α 波は後頭部のそれよりも遅く、その差が1Hzにも及ぶ場合もある。

α 波の振幅は導出法によっても異なり、かなり個人差もあるが、およそ20~50 μ Vとされており、後頭部の振幅が最も大きく、頭蓋の前方に向かうにつれて小さくなる。

α 波は、ふつう頭頂部、後頭部に優勢に出現し、特に後頭部において振幅も大きく、出現頻度も高い。 α 波の分布における正常な部位差が減少して、 α 波が後頭部だけでなく、前頭部、中心部、頭頂部、側頭部などの頭蓋上の全導出部位から持続的に場合もある。

α 波および速波は、左右大脳半球の相同部位でほぼ左右対称的で、その周波数、振幅、出現率、位相などが等しい場合が多い。しかし、正常者でも脳波に左右差を示す場合があるが、全体的に見ると、脳波には恒常的な左右差は見られないとの報告も少なくない。一般に健常者の α 波の振幅や出現量の左右差は、頭蓋前半部では小さく、頭蓋後半部で大きくなる。

α 波は、多くの場合正弦波様の波形を示すが、ときには陽性あるいは陰性の向きに尖った波形を示すことがあるが(図2.7上から2, 3段目)、これは正常の範囲に属する。

速波は α 波よりも速い波、すなわち13Hz以上の波であり、 α 波とは異なり、主に中心部、前頭部、側頭部などに優勢に認められる。速波は α 波と同様に、正常者ではその振幅や周波数は左右半球の対称部位ではほぼ対称的であるから、もし速波が片側だけに欠如したり、振幅に著しい左右差がある場合には、病変の局在決定に役立つことがある。

次に成人の正常脳波の判定基準として、その特徴をまとめる。

- (1) 閉眼時の脳波は α 波および α 波よりも周波数の大きい速波によって構成され、徐波としては、ごく少量の θ 波が散在する程度で、明瞭な θ 波や δ 波は出現しない。
- (2) α 波や速波は、先に述べたような分布をする。
- (3) 左右対称部位の脳波の振幅に20~30%以上の差がない。
- (4) 左右対称部位の脳波の周波数に、波の持続(周期)にして10%以上の差がない。
- (5) α 波は、開眼、知覚刺激、精神活動などに反応して減衰する。
- (6) α 波や速波が異常な高振幅を示さない。
- (7) 棘波、鋭波などの突発波が出現しない。

2. 3. 4 脳波の因果性解析

前節で述べたように、脳波は脳の病気や障害の診断をする上で役に立つのであるが、その利用方法はそれほど多種多様なものではない。脳波は複数の計測点から同時に複数の時系列を得ることができるので、それら多次元信号間における互いの相関関係を調べることがやはり脳の異常を発見する上で有効な手段であると考えられる。特に、相関関係のなかでも、時間軸を考慮した相関関係を調べることが非常に有効であると思われる。脳は神経繊維によって構成される非常に大きなネットワークであり、そのネットワーク中を信号が伝わることによって様々な情報処理が行われる。もし、脳が正常な情報処理を行っていない場合、回路素子である神経細胞そのものに原因があると考えただけではいけない。つまり、それぞれの細かな素子自体をもしくははある程度の単位が集まった素子群の挙動を調べるだけでは診断上足りないといえる。脳が正しい情報処理を行っていないとき、複数の素子群間のネットワーク上の情報伝搬が正常に行われていないということも考えられる。よって、頭皮上の複数箇所に設置した電極より得られる複数脳波間の関係を調べることにより、各電極の近傍に位置する神経細胞群間の情報の伝搬状態を知り、障害や病気をもつ脳が示している異常な働きの原因がどこにあるのかを突き止めることは重要なことであるといえる。

脳の状態を調べる手段は昨今の医療技術の進歩により数多く提案されてきているが、古くから利用されてきた脳波にもまだ利用されていない性質が残されている。本研究では、その性質として脳内の情報伝搬状態をターゲットとし、従来法とは異なる新しい有効な解析法を提案して脳波の因果性解析を行った。